⑲日本国特許庁（JP）　⑪特許出願公開

⑫公開特許公報（A）　昭63－171539

⑤1Int.Cl.⁴	識別記号	庁内整理番号	⑬公開　昭和63年(1988)7月15日
A 61 B 5/02	337	L－7437－4C	

審査請求　未請求　発明の数 1　（全5頁）

⑤4発明の名称　自動血圧測定装置

⑳特　願　昭62－3721
㉒出　願　昭62(1987)1月10日

⑦2発明者　植村　正弘　愛知県小牧市大字北外山入鹿新田287番地の1
⑦2発明者　津田　秀一　愛知県春日井市藤山台4丁目1番地の1
⑦2発明者　横江　一二三　愛知県春日井市高森台10丁目2番地の2
⑦2発明者　早川　徳治　愛知県小牧市北外山入鹿新田405番地の1
⑦1出願人　株式会社　日本コーリン　愛知県小牧市村中1200番地4
⑦4代理人　弁理士　池田　治幸　外2名

明　細　書

1. 発明の名称

自動血圧測定装置

2. 特許請求の範囲

生体の一部を圧迫装置にて圧迫することにより該生体の血圧値を自動的に測定する自動血圧測定装置であって、

前記生体の一部から発生する脈音を検出し、該脈音の発生および消滅に基づいて前記生体の血圧値を決定する第1血圧決定手段と、

前記圧迫装置において前記生体の拍動に同期して発生する圧力振動波を検出し、該圧力振動波の大きさの変化に基づいて前記生体の血圧値を決定する第2血圧決定手段と、

前記第1血圧決定手段により決定された血圧値と前記第2血圧決定手段により決定された血圧値との血圧値相互の不一致の程度に基づいて前記第1血圧決定手段または前記第2血圧決定手段により決定された血圧値の異常を判定する判定手段と、

を含むことを特徴とする自動血圧測定装置。

3. 発明の詳細な説明

技術分野

本発明は自動血圧測定装置の改良に関するものである。

従来技術

従来より、生体の一部をカフなどの圧迫装置にて圧迫することによりその生体の血圧値を自動的に測定する自動血圧測定装置が提供されている。かかる自動血圧測定装置としては、一般に、圧迫装置にて圧迫された生体の一部から発生する脈音（所謂コロトコフ音）を脈音センサにより検出し、その脈音の発生および消滅に基づいて血圧値を決定するK音方式のもの、あるいは生体の拍動に同期して発生するカフの圧力振動波（脈波）を検出し、その圧力振動波の大きさの変化に基づいて血圧値を決定するオシロメトリック方式のものが知られている。

発明が解決すべき問題点

しかしながら、かかる自動血圧測定装置においては、被測定者の衣類の擦れ音等に起因してK音

Copied from 10779033 on 07/15/2005

方式による血圧測定時にノイズが混入したり、あるいは被測定者の腕の曲げ等に伴って圧迫装置に生ずる圧力振動波がオシロメトリック方式による血圧測定時にノイズとして混入してしまう場合があり、このようにノイズの影響を受けるおそれのある脈音あるいは脈波に基づいて決定された血圧値単独ではその信頼性が充分に得られない場合があった。

問題点を解決するための手段

本発明は、以上の事情を背景として為されたものであり、その要旨とするところは、生体の一部を圧迫装置にて圧迫することにより該生体の血圧値を自動的に測定する自動血圧測定装置であって、(a)前記生体の一部から発生する脈音を検出し、その脈音の発生および消滅に基づいて前記生体の血圧値を決定する第1血圧決定手段と、(b)前記圧迫装置において前記生体の拍動に同期して発生する圧力振動波を検出し、その圧力振動波の大きさの変化に基づいて前記生体の血圧値を決定する第2血圧決定手段と、(c)前記第1血圧決定手段により決定された血圧値と前記第2血圧決定手段により決定された血圧値との血圧値相互の不一致の程度に基づいて前記第1血圧決定手段または前記第2血圧決定手段により決定された血圧値の異常を判定する判定手段と、を含むことにある。

作用および発明の効果

このようにすれば、第1図のクレーム対応図に示すように、生体の一部を圧迫装置にて圧迫することによって第1血圧決定手段により決定された血圧値と第2血圧決定手段により決定された血圧値との血圧値相互の不一致が、判定手段によって求められるとともに、その血圧値差に基づいて第1血圧決定手段または第2血圧決定手段により決定された血圧値の異常が判定されるのである。したがって、本発明によれば、ノイズの影響を受けた脈音あるいは圧力振動波に基づいて決定された血圧値が異常と判定されることから、測定された血圧値の信頼性が向上する。

実施例

以下、本発明の一実施例を示す図面に基づいて詳細に説明する。

第2図は本実施例の自動血圧測定装置の制御回路を示す図であって、10は、本実施例の圧迫装置であって生体の上腕部等に巻回されるカフである。カフ10には圧力センサ12、電動ポンプ14、絞り16を備えた徐速排気弁18、急速排気弁20が配管22を介してそれぞれ接続されている。圧力センサ12はカフ10内の圧力を表す圧力信号SPをローパスフィルタ24およびハイパスフィルタ26へ供給する。ローパスフィルタ24は圧力信号SPに含まれる静的な圧力を弁別することにより、カフ10の圧力（カフ圧）Pを表すカフ圧信号SKをA／D変換器28を介してCPU30へ供給する。ハイパスフィルタ26は、たとえば0.1～10Hz程度の周波数成分を有する信号を通過させて圧力信号SPに含まれる脈波信号を弁別することにより、脈波を表す脈波信号SMをA／D変換器32を介してCPU30へ供給する。この脈波は被測定者の心拍に同期して発生するカフ10の圧力振動波である。したがって、圧力センサ12およびハイパスフィルタ26が本実施例の脈波センサを構成する。

一方、カフ10の内部にはマイクロフォン36が設けられている。マイクロフォン36は、被測定者の上腕部等から発生する脈音（コロトコフ音）を検出し、脈音を表す脈音信号SOを帯域フィルタ38に供給する。本実施例においては、マイクロフォン36が脈音センサとして機能している。帯域フィルタ38はたとえば30～80Hz程度の周波数成分を有する信号を通過させるものであって、通過した脈音信号SOをA／D変換器40を介してCPU30へ供給する。

CPU30は、データバスラインを介してROM42、RAM44、表示器46、および出力インタフェース48と連結されており、ROM42に予め記憶されたプログラムに従ってRAM44の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行し、電動ポンプ14、徐速排気弁18および急速排気弁20を制御する。また、CPU30は、一連の血圧測定動作を実行し、脈波信号SMおよびカフ圧信

Copied from 10779033 on 07/15/2005

号ＳＫ等に基づいてオシロメトリック方式により血圧値を決定し且つ脈音信号ＳＯ等に基づいてＫ音方式により血圧値を決定するとともに、両方式による血圧値を表示器４６に表示させる。

以下に、本実施例の作動を第３図のフローチャートに従って説明する。

先ず、図示しない電源が投入されると、ステップＳ１において起動押釦５０が操作されているか否かが判断される。起動押釦５０が操作されていない場合にはステップＳ１が繰り返し実行されて待機状態とされるが、操作された場合にはステップＳ２が実行されて徐速排気弁１８および急速排気弁２０が共に閉状態とされるとともに電動ポンプ１４が起動される。続くステップＳ３においては、カフ圧Ｐが予め定められた一定の目標カフ圧Ｐ。に到達したか否かが判断される。この目標カフ圧Ｐ。は生体の最高血圧値よりも充分に高い圧力、たとえば１８０㎜Ｈｇ程度の値である。カフ圧Ｐが目標カフ圧Ｐ。に未だ到達していないと判断された場合にはステップＳ３が繰り返し実行されるが、カフ圧Ｐが目標カフ圧Ｐ。に到達した場合にはステップＳ４が実行され、電動ポンプ１４が停止させられるとともに徐速排気弁１８が開状態とされてカフ１０が血圧測定に好適な予め定められた速度、たとえば３㎜Ｈｇ／ｓｅｃ程度で徐々に降圧される。続いて、ステップＳ５の血圧測定ルーチンが実行されることにより、カフ圧Ｐの降圧過程においてオシロメトリック方式により最高血圧値と最低血圧値、およびＫ音方式により最高血圧値と最低血圧値がそれぞれ測定される。

第４図は、ステップＳ５の血圧測定ルーチンの作動を示すフローチャートである。先ず、ステップＳＳ１が実行されて脈波信号ＳＭが検出されたか否かが判断される。この判断が否定された場合には続くステップＳＳ２およびＳＳ３がスキップさせられるが、ステップＳＳ１の判断が肯定された場合にはステップＳＳ２の血圧値決定ルーチンにおいて、脈波信号ＳＭが表す脈波の大きさの変化に基づいて最高血圧値および最低血圧値を決定するためのオシロメトリック方式の血圧決定アルゴリズムが実行され、これにより、最高血圧値および最低血圧値が決定される。したがって、本実施例においては、ステップＳＳ２の血圧値決定ルーチンが第２血圧決定手段に対応する。次いで、ステップＳＳ３が実行されることにより、それら血圧値がＲＡＭ４４に記憶される。次に、ステップＳＳ４が実行されて脈音信号ＳＯが検出されたか否かが判断される。この判断が否定された場合には続くステップＳＳ５およびＳＳ６がスキップさせられるが、肯定された場合にはステップＳＳ５の血圧値決定ルーチンにおいて、脈音信号ＳＯの発生および消滅に基づいて最高血圧値および最低血圧値を決定するためのＫ音方式の血圧決定アルゴリズムが実行され、これにより、最高血圧値および最低血圧値が決定される。したがって、本実施例においては、ステップＳＳ５の血圧値決定ルーチンが第１血圧決定手段に対応する。次いで、ステップＳＳ６が実行されることにより、それら血圧値がＲＡＭ４４に記憶される。

以上のようにして血圧測定ルーチンが実行された後、ステップＳ６が実行されてオシロメトリック方式およびＫ音方式による最高血圧値および最低血圧値の測定がそれぞれ完了したか否かが判断される。当初はこの判断が否定されてステップＳ５が繰り返し実行されるが、最高血圧値および最低血圧値の測定が終了したと判断されると、ステップＳ７において急速排気弁２０が開状態とされてカフ１０内が急速に排気される。

続いて、ステップＳ８において、上記のようにして求められたオシロメトリック方式による血圧値とＫ音方式による血圧値との血圧値相互の不一致の程度が予め定められた値を超えたか否かの判断が実行される。すなわち、ステップＳ５においてオシロメトリック方式およびＫ音方式によって決定された２通りの最高血圧値および最低血圧値の内、たとえば両方式の最高血圧値同士の差ΔＰを求め、このΔＰが、この生体の定常状態における最高血圧値同士の最大差に対応して予め求められた判断基準値αを越えるか否かが判断される。ΔＰがαを越えたと判断された場合には、その差

Copied from 10779033 on 07/15/2005

がΔPである両方式の最高血圧値およびそれら最高血圧値に対応する最低血圧値の内、少なくとも一方の方式によって決定された最高および最低血圧値が異常であると判定される。したがって、本実施例においてはステップS8が判定手段に対応する。そして、続くステップS9が実行されて、表示器46において異常が表示された後に、再びステップS2以下が実行されて血圧値が再測定される。この場合、異常値は表示されない。また、ステップS8においてΔPがαを越えないと判断された場合には、決定された血圧値は正常であるので、ステップS10が実行されることにより表示器46において最高血圧値および最低血圧値が表示される。

以上のように、本実施例においては、生体の運動，カフ10の擦れ等に起因して発生するノイズが脈波および／または脈音に影響を与えることにより、そのような脈波および脈音に基づいてオシロメトリック方式およびK音方式により決定された血圧値同士の差ΔPが定常時の差である判断基準値αと比較して大きくなった場合には、ステップS8においてそれら血圧値の内の少なくとも一方が異常であると判定され、且つステップS9においてその異常が表示されるとともに正常な血圧値を得るために再測定が開始される。したがって、本実施例によれば、測定の結果得られた血圧値の信頼性が大幅に向上するという効果が得られる。

なお、上述の実施例においては、オシロメトリック方式およびK音方式の最高血圧値同士の差に基づいて血圧値の異常が判定されていたが、最低血圧値同士、あるいは平均血圧値同士などの差に基づいて判定されても差支えない。

また、オシロメトリック方式およびK音方式の血圧値相互の不一致の程度は統計的に判断されても良い。すなわち、第5図に示すように、一定期間のオシロメトリック方式およびK音方式の血圧値を示す点の回帰直線Aを決定する一方、この回帰直線を基準とした標準偏差あるいは回帰直線Aまわりの標準偏差σを求め、オシロメトリック方式およびK音方式の血圧値差またはこれに対応した上記点と回帰直線Aとの距離がその標準偏差σに基づいて定められた判断基準値を超えたときに異常と判断されても良いのである。

また、上述の実施例においては、ステップS8において異常が判定された後にステップS9において異常表示し且つステップS2以後の作動を再び実行することにより血圧値の再測定を行っていたが、異常表示のみ、あるいは血圧値の再測定のみを実行しても差し支えないし、ステップS9にて異常判定のときには、両方式により決定された血圧値のうち異常ではない方の血圧値を表示するようにしても良い。異常ではない方の血圧値を判定するには、前後の血圧値に比較して、変化の程度が小さい側の血圧値、統計的に求めた判断基準値、たとえば移動平均値に対して変化の程度が小さい側の血圧値などを選択すれば良い。

また、上述の実施例においては、カフ10の徐速降圧過程にて血圧が測定されていたが、カフ10が所定の速度にて徐々に昇圧される過程において血圧測定が実行される方式でも良い。

なお、上述したのはあくまでも本発明の一実施例であり、本発明はその精神を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

4. 図面の簡単な説明

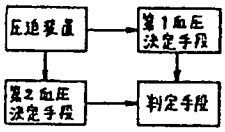
第1図は本発明のクレーム対応図である。第2図は本発明の一実施例である自動血圧測定装置の制御回路を説明するブロック線図である。第3図は第2図の回路の作動を説明するフローチャートである。第4図は第3図の血圧測定ルーチンの作動を説明するフローチャートである。第5図はオシロメトリック方式およびK音方式の血圧値の相関を示す図である。

10：カフ（圧迫装置）
12：圧力センサ
26：ハイパスフィルタ　}（脈波センサ）
36：マイクロフォン（脈音センサ）

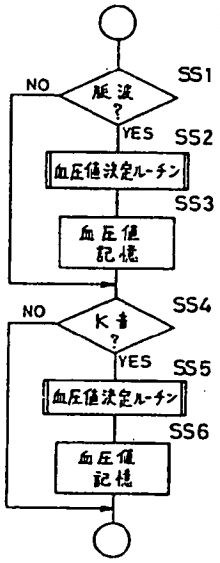
出願人　株式会社　日本コーリン
代理人　弁理士　池　田　治　幸
（ほか2名）

Copied from 10779033 on 07/15/2005

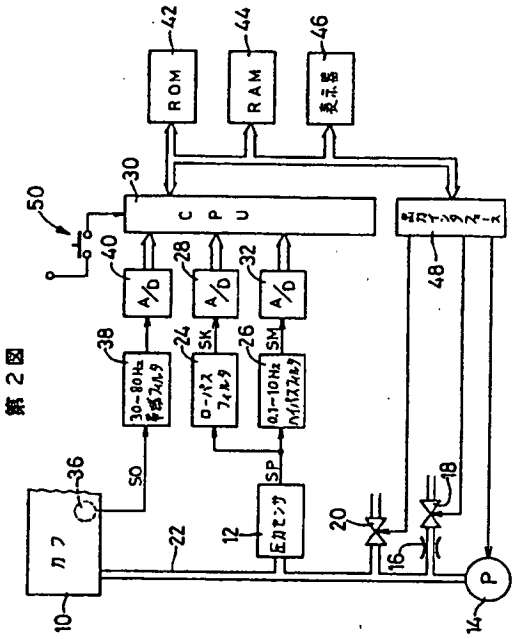
第 1 図



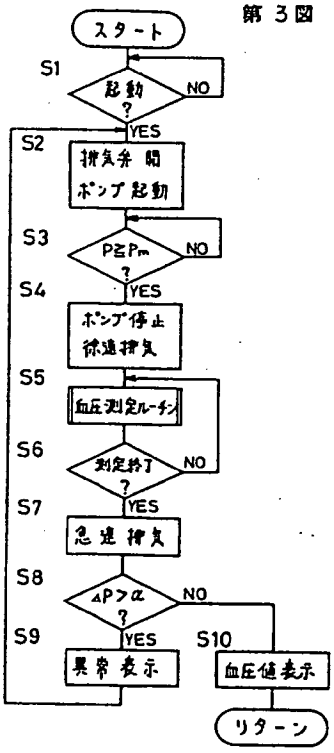
第 4 図



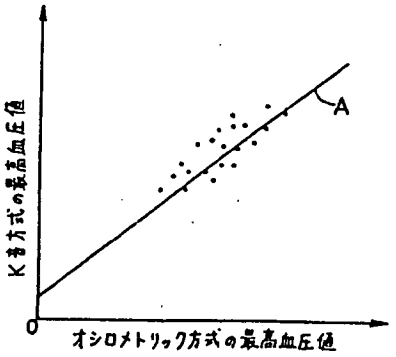
第 2 図



第 3 図



第 5 図



Copied from 10779033 on 07/15/2005